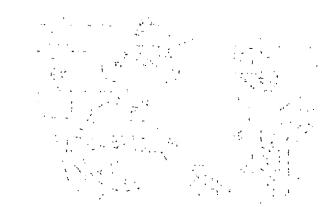
Data supplied from the esp@cenet database - I2	
St esedateh tonos@aso edt mort beildrius ateri	
An X-ray imaging method, and device for carrying out the method, utilizes a first imaging device to form and digitally store a series of two-dimensional X-ray images in which an object to be examined is projected onto an X-ray image of the pick-up device from different perspectives, and a second imaging device to form a three-dimensional image of the same object. Quasi three-dimensional reproduction of anatomic structures is achieved by extracting a relevant structure of the object to be examined from the three-dimensional image, calculating synthetic, two-dimensional projection images of the extracted structure, the structure being projected with the same geometrical parameters as used for the relevant structure during the formation of the individual X-ray images, forming superposition images by superposing the series of superposition images and the X-ray images formed under the same geometrical conditions, and displaying the series of superposition images.	
Abstract	,
☐ EP0809211, A3, ☐ JP10057365	Equivalents:
<u>©00111/001</u>	EC Classification:
A61B6/03	IPC Classification:
DE16961020371 19960521 :	Priority Number(s):
US19970852301 19970507	Application Number:
□{DE1962032√]	Rednested Patent:
PHILIPS CORP (US)	Applicant(s):
(NL)  (ND): KOPPE REINER H (DE); KLOTZ ERHARD P A (DE); AERTS HANS (NL); OP DE BEEK JOHN	Juventor(s):
1998-12-22	Publication date:
<u> 185852646</u> □	Patent Number:
X-ray imaging method	



The second of the second

8213%

C 03 B 45/05

E0/9 8 19 A

4, 12, 97

21, 5,96

9.178 02 391

**DENIZCHES** 

:19blamnA (ff)

**TMATNETA9** 

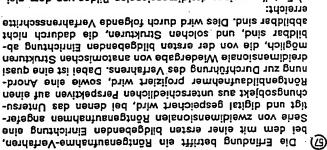
C 06 T 15/00 00/9 I 90 D C 01 N 23/04

(72) Erfinder:

Berkel Enschot, NL Beek, John op de, Graafschoppad, NL; Aerts, Hans, Koppe, Reiner Heinrich, Dr., 22457 Hamburg, DE; Klotz, Erhard Paul Artur, 24534 Neumünster, DE;

43 04 571 A1 3Q (56) Entgegenhaltungen: Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

nərdehəV-əmdenluenəginöR 😣



Philips Patentverwaltung GmbH, 22335 Hamburg, DE

(3) Offenlegungstag:

:gefeblemnA (2)

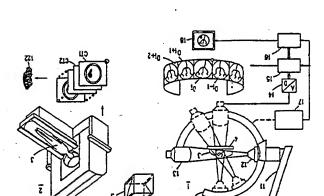
(2) Aktenżeichen:

Einrichtung chen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden esing meb nov seblig nelsnoiznemiblers senie gnulletzra (e

b) Extraktion einer relevanten Struktur des Untersuchungs-

die reale Struktur bei der Erzeugung der inzelnen Röntgenden gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie tionsbilder der extrahlerten Struktur, wobei die Struktur mit c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler Projekblid nelanoisnemibierb meb zus zestejdo

e) Wiedergabe der Folge der Überkagerungsbilder. geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen der synthetischen Projektionsbilder und der mit den gleichen dornegalised dorub meblideannegahed nov gauguesis



druck der Lage des Biopsiepfades in bezug auf das Gesen muß und keinen direkten, dreidimensionalen Ein-

daß der Benutzer einen verbesserten, quasi dreidimen-Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Vertäbsystem vermittelt bekommt.

teln oder einen automatisch vorgegebenen Biopsiepfad se kann er dann selbst den optimalen Biopsiepfad ermit-10 das Gefäßsystem) erhält Für eine Biopsie beispielsweiin den Röntgenaufnahmen dargestellte Anatomie (z. B. relevanten Struktur, z. B. eines Tumors, in bezug auf die sionalen Eindruck von der Lage der für die Diagnose 5 fahren der eingangs genannten Art so auszugestalten,

Diese, Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch

dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweia) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von

und der mit den gleichen geometrischen Verhält-Uberlagerung der synthetischen Projektionsbilder d) Erzeugung von Überlagerungsbildern durch der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen, metern profiziert wird wie die reale Struktur bei die Struktur mit den gleichen geometrischen Para-Projektionsbilder der extrahierten Struktur, wobei c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler ancum Rapplektes and dem dreidimensionalen Bild b) Extraktion einer relevanten Struktur des Unterten bildgebenden Einrichtung

e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder. nissen erstellten Röntgenaufnahmen

nahmen dargestellte Anatomie, z. B. das Gefällsystem, trahierten Struktur in bezug auf die in den Röntgenauftersuchungsbereichz, wobei er die relative Lage der exdurch einen quasi dreidimensionalen Eindruck deg Uneinander wiedergeben. Der Untersucher bekommt daund diese Uberlagerungsbilder werden als Folge nachren, werden zu einem Überlagerungsbild kombiniert, genaufnahmen bzw. dem CT-Bild abgebildet werden, so intetische Projektionsbild, die zueinander korrespondiestellung möglich). Die Röntgenaufnahme und das synliebig vorgegeben werden (es ist auch eine farbige Darder Kontrast, mit dem die Struktur dargestellt wird, bekann in dem berechneten synthetischen Projektionsbild wegen ihres geringen Kontrastes nicht sichtbar; jedoch ziert wird. In den Röntgenaufnahmen ist die Struktur 40 stem bei der Erzeugung der Röntgenaufnahmen projimetern, mit denen diese Struktur und z. B. das Gefäßsystellt, und zwar mit den gleichen geometrischen Paraputertomograph sein kann) extrahierte Struktur dareiner zweiten bildgebenden Einrichtung (die ein Comlichung (D2) von Kelly et al in "Neurosurgery", Vol. 14, 35 bild berechnet, das die aus dem dreidimensionalen Bild me ein synthetisches, zweidimensionales Projektions-Bei der Erfindung wird also.für jede Röntgenaufnah-

Bild-Folgen, wiedergegeben werden, die beide aus der hen, daß zur Erzeugung von Stereo-Bildpaaren zwei In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesesionalen Bildes eine andere Modalität zu benutzen, z. B.

sper such möglich, für die Erstellung eines dreidinen-

parallelen Schichten erstellt wird. Grundsätzlich ist es

Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem Un-

gen-Computertomograph verwendet wird, wobei zur

vor, daß als zweite bildgebende Einrichtung ein Ront-

Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht

Beschreibung

nung zur Durchführung des Verfahrens. Außerdem bezieht sich die Erfindung auf eine Anordven auf einen Rontgenbildaufnehmer projiziert wird. Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiangelertigt und digital gespeichert wird, bei denen das eine Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen ren, bei dem mit einer ersten bildgebenden Einrichtung Die Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahme-Verfah-

relevanten Struktur, z. B. eine Tumors, in bezug auf das derlich, die relative Lage einer für die Untersuchung Bei stereotaktischen Untersuchungen ist es aber erfor- 30 das Gewebe in der Umgebung nicht dargestellt wird. genaufnahmen nur das Gefäßsystem zeigen, während geben werden. Nachteilig dabei ist aber, daß die Röntaufnahmen in schneller Folge nacheinander wiedergemensionaler räumlicher Eindruck, wenn die Röntgen- 25 räumliche Auflösung, und es entsteht ein quasi dreidinen Verfahren ergibt sich demgegenüber eine hohe chungen erforderlich ist. Bei dem eingangs beschrieberen, wie es bei verschiedenen medizinischen Untersustem mit so hoher räumlicher Auflösung zu rekonstruie- 20 men. Doch ist es damit noch nicht möglich, das Geläßsy-Gefäßsystems möglich, z. B. mit MR- oder CT-Aufnahsätzlich wären auch dreidimensionale Darstellungen des det, in das zuvor Kontrastmittel injiziert wurde. Grund-Verfahren zur Darstellung des Gefälsystems verwen- 15 die folgenden Verfahrensschritte folgenden mit D1 bezeichnet. Bevorzugt wird dieses Proceedings CAR - 95 Berlin, 1995 pp. 101-107 - im sind bekannt aus einem Aufsatz von Koppe et al in Ein solches Verfahren und eine solche Anordnung

qeu konner verschiedenen Abbildungen miteinander korreliert wer-Referenzmarker genau bestimmt und Befunde aus den 50 Strukturen in bezug auf den Referenzrahmen bzw. die daß die Lage der zu untersuchenden anatomischen renzmarkern verwendet - der bzw. die auf den Rontrenzrahmen – gegebenenfalls in Verbindung mit Refe- 45 seits einander zuordnen zu können, wird dabei ein Refeeinerseits und dem dreidimensionalen CT-Bild anderer-Belunde in den zweidinensionalen Röntgenaufnahmen' phen ein dreidimensionales Bild zu erstellen. Um die tersuchungsobjektes mittels eines Computertomogragen und andererseits von der gleichen Region des Undie das Gefäßsystem von vorne bzw. von der Seite zei-Angiographie-Einrichtung Stereobildpaare zu erstellen, Mr. 2, 1984 bekannt, einerseits mittels einer Röntgen-Zu diesem Zweck ist es aus einer weiteren Veröffent-

Geläßsystem bestimmen zu können. 🖫 🛴

der daraus die geeigneten Winkel berechnet und an- 65 digitalisiert und in den Computer eingegeben werden, ein MR-Gerät oder ein Ultraschallgerät. Gefäbpunkte, die dicht am Plad der Biopsienadel liegen, phischen Röntgenaufnahmen bestimmt, bei denen die sienadel eingeführt wird, werden mit Hille der angiogravertikalen Winkeleinstellungen, unter denen eine Biop- 60 tersuchungsobjekt eine Anzahl von Tomogrammen von Rahmens gerückt werden kann. Die horizontalen und Biopsiepunkt in den Fokuspunkt des stereotaktischen lungen eines stereotaktischen Rahmens, mit denen der Computer berechnet daraus die mechanischen Einstelqem eine Biopsie durchgeführt werden soll, und ein 55 erkennen kann. in dem dreidimensionalen CT-Bild einen Punkt vor, in Bei dem bekannten Verfahren gibt der Unterzucher.

cher sich auf die Berechnungen des Computers verlas- Folge der Überlagerungsbilder abgeleitet werden, wo-Nachteilig bei dieser Prozedur ist, daß der Untersu-

าธิเอร

genaufnahmen ergeben. Diese werden in Ausgestaltung: 45 wird, ggt. in Verbindung mit kugelförmigen. Referenz-

Röntgenbildaufnehmer der ersten bildgebenden Ein- 40 net Um die Bilder der ersten und der zweiten bildge-

dann entsteht ein stereoskopischer Eindruck, obwohl 10 und mit programmierbaren Bildverarbeitungsmitteln, wird, in Bezug auf ein Untersuchungsobjekt verstellbar spektiven auf den Röntgenbildaufnehmer projiziert das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Pers von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen, bei denen bildaufnehmer umfaßt, die zur Anfertigung einer Serie tung auf, die einen Röntgenstrahler und einen Röntgenmäßen Verfahrens weist eine erste bildgebende Einrich-Eine Anordnung zur Durchführung des erfindungsge-

Bild, das von dem gleichen Untersuchungsobjekt b) Extraktion einer relevanten Struktur des Unter-

wie die reale Struktur bei der Erzeugung der ein-

mit den unter den gleichen geometrischen Verhält-Überlagerung der synthenschen Projektionsbilder d) Erzeugung von Überlagerungsbildern durch

e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder. nissen erstellten Köntgenaufnahmen

zelnen Röntgenaufnahmen,

gleichen geometrischen Parametern projiziert wird extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den c) Berechnung synthetischer Projektionsbilder der

mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung erstellt suchungsobjektes aus einem dreidimensionalen

tungsoperationen durchgeführt werden: die so programmiert sind, daß folgende Bildverarbeisind, mit Mitteln zum Speichern der Röntgenaufnahmen

20 um z. B. 180° um seinen Mittelpunkt bewegt werden. gestellten Motorantriebs in Richtung des Doppelpieiles te Achse geschwenkt und mittels eines nicht näher dar-65. Dabei kann der C-Bogen einerseits um eine waagerechnem nur teilweise dargestellten Stativ 11 gehaltert ist. kreisbogenförmigen, sogenannten C-Bogen, der an ei-Die erste bildgebende Einrichtung 1 umfaßt einen tersuchungsobjektes abgeleitet wird. sionaler Computertomogramme CTI, CT2... CIm von

reich wiedergibt und der aus einer Anzahl zweidunen-

Untersuchungsobjekt 3 in einem dreidimensionalen Be-

satz bezeichnet, der die Absorptionsverteilung in dem

tung dient zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bil-

z. B. eines Patienten. Die zweite bildgebende Einrich-

einem Tisch 4 befindlichen Untersuchungsobjektes 3,

korreliert werden, wenn diese mit Hilfe geeigneter Bild-

anhand charakteristischer anatomischer Strukturen

markern, Grundsätzlich können diese Bilder aber auch

der in den Bildern beider Einrichtungen mit abgebildet,

wird in bekannter Weise ein Referenzrahmen 5 benutzt,

tete Daten zueinander in Beziehung setzen zu konnen. penden Einrichtung - bzw. aus diesen Bildern abgelei-

und mit 2 eine zweite bildgebende Einrichtung bezeich-

Fig. 4 eine Folge von Überlagerungsbildern.

35 Fig. 3 die geometrischen Verhälmisse, die der Berech-

Fig. 2 den Ablauf der Bildverarbeitungsoperationen,

Fig. 1 eine Einrichtung, mit der die Erfindung durch-

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeich-

nung der Projektionsbilder zugrundeliegen und

führbar ist, in schematischer Darstellung,

nungen näher erläutert. Es zeigen:

In Fig. 1 ist mit 1 eine erste bildgebende Einrichtung

\$ . P.

Sur West

Time.

45.1

計劃

the to

1211

True .

Herbert State

35 · · ·

140

1

"lung zweidimensionaler Röntgenaufnahmen eines auf

20. Die etzte bildgebende Einrichtung dient der Erstel-

verarbeitungsverfahren detektiert werden.

ter Korrekturparameter vor dem Überlagerungsschritt. Bilddrehung) mit Hille eines zweiten Satzes gespeicherhängigen Bildtransformation (Bildverschiebung und strahlers in Bezug auf den Röntgenbildaufnehmer abdurch die Anderung der relativen Position des Röntgen-Bezug auf den Röntgenbildaufnehmer in allen Perspek- 60 nebeneinanderliegenden parallelen Schichten des Un-

durch einen zweiten Korrekturschritt zur Korrektur der rungsbilder beeinträchtigt. Diese lassen sich beseitigen tiven). Dadurch wird die Genauigkeit der Uberlage-Schwingungen verformt. Dadurch verschieben: bzw. krait und der Fliehkräfte, ggf. auch durch mechanische nahmen auch dadurch beeinflußt, daß der C-Bogen nicht

Idealfall (gleiche relative Lage des Röntgenstrahlers in verdrehen sich die Röntgenaufnahmen gegenüber dem starr ist, sondern sich unter dem Einfluß der Schwer- 55 des. Als "dreidimensionales Bild" wird dabei ein Dafennem C-Bogen befestigt sind, werden die Rontgenauf-Röntgenstrahler und der Röntgenbildaufnehmer an ei-Bei einem Köntgenaufnahmesystem, bei dem ein

Satzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem

mers abhängigen Verzerrungen mit Hille eines ersten

schritt zur Korrektur der von dem Röntgenbildaufneh-

der Erfindung beseitigt durch einen ersten Korrektur- :

Wirkung des Erdmagnetfeldes Verzerrungen der Rönt-

schirms des Röntgenbildverstärkers sowie durch die

sich aufgrund der üblichen Krümmung des Eingangs-

tomischen Strukturen korrekt: darstellen. Wenn der

den beiden bildgebenden Einrichtungen erhaltenen ana-

gen an den Überlagerungsbildern ist daß diese die aus

Ein wichtige Voraussetzung für quantitative Messun-

Differenzbilder und die synthetischen Projektionsbilder

und daß zur Erzeugung der Überlagerungsbilder die

von Disterenzbildern voneinander subtrahiert werden,

darztellen, daß die zueinander korrespondierenden 30

Röntgenaufnahmen der beiden Serien zur Erzeugung

geferugt wird, die den Patienten ohne Kontrastmittel

nahmen eine weitere Serie von Röntgenaufnahmen an-

zeitlichen Abstand von der einen Serie von Röntgenauf-

re Verbesserung dadurch erreichen, daß in geringem

Dadurch ist es möglich, das Gefäßsystem darzustellen.

mittel gefüllte Gefäßsystem des Patienten darztellen.

ner Serie von Röntgenaufnahmen, die das mit Kontrast-

eine Kontrastmittelinjektion erfolgt zur Erzeugung ei-

vor, daß zur Darstellung des Gefäßverlaufs bei einem

Untersuchungsbereich mit unterschiedlicher Projek-

dern abgeleitet sind. Grundsätzlich ist es aber auch

sondern aus der gleichen Folge von Überlagerungsbilabgeleitet werden, nicht voneinander unabhängig sind,

die beiden Bildfolgen, aus denen die Stereobildpaare

gegeneinander versetzten Perspektiven darstellen),

wählt werden (z. B. so, daß sie das Objekt aus unter 6°

reobildpaar darstellen, geeignet aus der Folge ausge-

die beiden Überlagerungsbilder, die zusammen ein Ste-

druck, obwohl nur eine einzige Bildfolge existiert Wenn

Oberlagerungsbild - einen stereoskopischen Bildein-

dergabe erhält der Benutzer dann - für jedes einzelne

der gegeneinander versetzt sind. Bei geeigneter Wie-

bei die beiden Bildfolgen um einige Überlagerungsbil-

möglich, zwei getrennte Bildfolgen zu erzeugen, die den 15

Patienten vor der Anfertigung der Röntgenaufnahmen 20

Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht

Bei einer solchen Gefäßdarstellung läßt sich eine weite- 25

richtung jedoch ein Röntgenbildverstärker ist, können:

Uberlagerungsschritt

einander überlagent werden.

tionsgeometrie abbilden.

nommen wird. 5 Dokument D2 beschrieben, worauf hiermit Bezug gein Beziehung zu setzen. Dies ist im einzelnen in dem der einen Modalität zu Bilddaten der anderen Modalität herangezogen werden, wenn es darum geht, Bilddaten verfahren detektiert werden und als Koordinatensystem

se Struktur begrenzen. oder Linien oder einfache geometrische Körper, die diezu extrahieren, z. B. ihren Mittelpunkt (Schwerpunkt) es, von der Struktur auch nur ein geometrisches Attribut denes Koordinatensystem. Im einfachsten Fall genügt Referenzrahmen bzw. den Referenzmarkern verbuncher 15 gespeichert werden, so daß am Ende der Unter- 15. kannt, sondern auch ihre Lage in Bezug auf ein mit dem nach ist nicht nur Form und Größe der Struktur be-Struktur durch Segmentierung extrahieren (202). Datische Bildverarbeitungsverfahren möglich, die diese durch den Benutzer erfolgen, jedoch sind auch automamen extrahiert, z. B. ein Tumor oder eine bestimmte Region im Gehirn (Ventrikel). Dies kann interaktiv zizch relevante Struktur aus den Computertomogram-Im nächsten Verfahrensschritt 202 wird eine diagno-

ne solchen geometrischen Verzerrungen aufweist, kann Dokument D1 beschrieben, auf das hier ebenfalls Bezug nahme ausgewertet wird. Im einzelnen ist dies in dem angeordnet und seine Abbildung in einer Röntgenaufvorzugsweise ein regelmäßiges Gitter im Strahlengang darstellen (weil entweder das Kontrastmittel noch nicht 35 brierverfahren ermittelt und gespeichert sind, bei dem gen, deren Parameter in einem vorangehenden Kali-D<sub>1</sub> ... D<sub>n</sub> einer geometrischen Transformation unterzo-Verzerrungen werden im Schritt 103 die Differenzbilder. gnetfeld beeinflußt werden kann. Zur Beseitigung dieser weist und dessen Ausgangsschirmbild von dem Erdmaumfaßt, der einen gekrümmten Eingangsschirm auf-Röntgenbildaufnehmer einen Röntgenbildverstarker sich geometrische Verzerrungen ergeben, wenn der der Röntgenaufnahme Rechnung zu tragen. So können beiden bildgebenden Systeme dargestellt. Nach der In- 25 ren bzw. zu kalibrieren, um den realen Verhälmissen bei noch erforderlich, die Röntgenaufnahmen zu korrigie-Verbindung gebracht wird, ist es in manchen Fällen Bevor diese Struktur mit den Röntgenaufnahmen in

dieser Verfahrensschritt entfallen.

in einem vorangehenden Kalibrierverfahren mit Hilfe produzierbarer Weise verforme Die Verformung kann einer Rotation in Richtung des Doppelpfeiles 20 in rees che, daß sich das System 10, 11, 12, 13 (vergl Fig. 1) bei tur der dadurch bewirkten Effekte basiert auf der Tatsa-Die im Verfahrensschritt 104 durchgeführte Korrekwird dadurch die erzielbare Genauigkeit beeinträchtigt. mit Bilddaten aus dem CT-Bild in Beziehung setzen will, 60 verschiedenen Röntgenaufnahmen miteinander oder sich allein betrachtet. Wenn man aber Bilddaten aus lerweise nicht solange man die Röntgenaufnahmen für Veränderungen der Röntgenaufnahmen stören normanahme verschiebt und dreht. Die dadurch bewirkten ten parallelen Ebenen der Untersuchungsregion dar- 35 knüpft ist, sich von Röntgenaufnahme zu Röntgenauf-Rontgenaufnahme relevante Koordinatensystem verbindenden Zentralstrahl besindet), mit dem das für die strahler mit dem Mittelpunkt des Bildaufnehmers versich das Isozentrum (welches sich auf dem den Röntgen-50 Weiterhin kann diese Verformung zur Folge haben, daß nach der Lage des C-Bogens im Raum andern kann. stand des Röntgenstrahlers von dem Bildverstärker je Schwerkraft und der Fliehkräfte, so daß sich der Abist Er vertormt sich vielmehr unter dem Einfluß der dungsgemäßen Verfahrens beeinträchtigen können, er-Weitere Faktoren, die die Genauigkeit des erfin-

> sppigger gestrichelt angedeutet) des Bildaufnahmesystems 12, 13 - reproduzierbaren - Winkelpositionen (einige sind 100, die das Untersuchungsvolumen aus verschiedenen Vielzahl von Röntgenaufnahmen erzeugt werden, z. B. genaufnahme angefertigt werden kann. Dabei kann eine men um den erwähnten Mittelpunkt herum eine Röntausgerichtet sind, daß von einem Untersuchungsvolu-Röntgenbildaufnehmer 13 befestigt, die so aufeinander An dem C-Bogen 10 sind ein Röntgenstrahler 12 und ein

gestellt werden. Die Steuerung der einzelnen Kompoeinzeln oder als Bildfolge - auf einem Monitor 18 dar- 20 zeugten Bilder ( ... Di-1, Di, Di+1, Di+2) können -Bildverarbeitungseinheit 16 verarbeitet werden. Die erchert ist Diese Röntgenaufnahmen können von einer suchung die gesamte Röntgenaufnahmeserie gespeilog-Digital-Wandler 14 digitalisiert und in einem Speisepkette sein, deren Ausgangssignale von einem Anabildverstarker mit einer daran angeschlossenen Fern-Der Köntgenbildaulnehmer 13 kann einen Köntgen-

einer Steuereinheit 17. nenten des bildgebenden Systems 1 erfolgt mit Hille

injiziert ist oder das Kontrastmittel, sich schon so weit genausnahmen C - die jedoch das Gesäßsystem nicht nuter denselben Perspektiven darstellen wie die Röntvon Röntgenaufnahmen M erstellt, die dasselbe Objekt 101) Davor - oder danach - wird eine weitere Serie Kontrastmittel gefüllten Blutgefäße darstellen (Schritt 30 Untersuchungsobjekt und die darin befindlichen, mit n Röntgenaufnahmen erstellt (z. B. n = 100), die das - nach einer Kontrastmittelinjektion - eine Folge von itialisierung (100) des ersten bildgebenden Systems wird In Fig. 2 ist die Folge der Verfahrensschritte für die

Knochenstrukturen. tel injiziert werden; man erkennt dann jedoch auch noch wendet werden. In diesem Fall muß mehr Kontrastmitaufnahmen (ohne Subtraktion von Leeraufnahmen) verrenzbilder können aber auch lediglich Kontrastmittel-Subtraktion eliminiert werden. — Anstelle der Diffe- 45. geben sich daraus, daß der C-Bogen nicht absolut starr weil die anderen anatomischen Strukturen durch die Winkelpositionen nur noch das Gefäßsystem darstellen. dern D1 ... Di ... Dn ergibt, die für die verschiedenen Winkelposition aufgenommen wurden, subtrahiert 40 genommen wird. Wenn der Röntgenbildaufnehmer kei-(Schritt 102), so daß sich eine Folge von Differenzbilne solchen geometrischen Verzerrungen aufweist, kann korrespondierenden Kontrastbildern, die aus derselben Anschließend werden die Leeraufnahmen M von den verteilt hat, daß es im Bild nicht mehr sichtbar wird).

grammen mit. Hilfe automatischer Bildverarbeitungsin den Röntgenaufnahmen bzw. in den Computertomoputertomogrammen mit abgebildet werden. Sie können xiert sind und in den Röntgenaufnahmen bzw. den Comchungsregion - z. B. dem Schädel des Patienten - fiferenzmarkern benutzt, die bezüglich der Untersu-Referenzrahmen gegebenenfalls in Verbindung mit Reeinander in Beziehung gesetzt werden können, wird ein schiedenen Modalitäten 1 bzw. 2 gewonnen werden, zurensschritt 201). Damit die Bilddaten, die aus den vernem dreidimensionalen Bereich kennzeichnet (Verfahd. h. ein Datensatz, der die Absorptionsverteilung in eistellt, so daß sich ein dreidimensionales "Bild" ergibt, Cn erstellt, die die Absorptionsverteilung in benachbartienten eine Serie von Computertomogrammen C1... men wird von derselben anatomischen Region des Pa-Vor oder nach der Erzeugung dieser Röntgenaufnah-

können auch Volumenmessungen durchgeführt werden. schiedlichem Projektionswinkel dargestellt werden. Es lich, wobei jeweils zwei Überlagerungsbilder (mit unterstatischen Bildwiedergabe (Verfahrensschritt 108) möggelegt werden. Abstancesungen sind mit Hilfe eines

Differenzbildern bzw. Röntgenaufnahmen zu überlajektionsbilder zu berechnen und sie erst danach den nicht erforderlich, vorab sämtliche synthetischen Pronacheinander wiedergegeben werden. Es ist dann also die daraus abgeleiteten Differenzbilder relauv schnell und zwar auch dann, wenn die Röntgenaufnahmen bzw. nete Projekționsbild auf dem Monitor 18 zu überlagern, rechnen und das Differenzbild und das gerade berechdes das zugehörige synthetische Projektionsbild zu begabe einer Röntgenaufnahme bzw. eines Differenzbil-Im nächsten Verfahrensschritt 105 werden Projek- 10 zeugt. Es ist jedoch auch möglich, während der Wiederdanach wurden die einzelnen Überlagerungsbilder erjektionsbilder 105 berechnet und gespeichert, und erst Vorstehend wurden zunächst die synthetischen Pro-Danach ist das Verfahren beendet.

Uberlagerungsbildern. des sondern auch die stereotaktische Messungen in den lung erleichtert nicht nur die Planung eines Biopsiepfaund Ui+2 (vergl Fig. 4). Diese stereoskopische Darstel-Uberlagerungsbilder Ui-1 und Ui+1 oder di Bilder Ui dergeben, die sich um etwa 6° unterscheiden - z. B. die Untersuchungsregion aus zwei Winkelpositionen wieweils zwei Überlagerungsbilder wiederzugeben, die die genauinahmen erzeugt werden. Es genügt vielmehr, je-25 werden kann. Dazu müssen keine gesonderten Röntgeben wird, das mit den üblichen Mitteln betrachtet bei der jeweils gleichzeitig ein Stereobildpaar wiederge-Es ist auch eine stereoskopische Betrachtung möglich,

## Patentansprüche:

à) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes. folgende Verfahrensschritte, aufnehmer projiziert wird, gekennzeichnet durch schiedlichen Perspektiven auf einen Köntgenbilddenen das Untersuchungsobjekt (3, 5) aus unter-... Da) angefertigt und digital gespeichert wird, bei zweidimensionalen Röntgenaufnahmen (D1 ·· ersten bildgebenden Einrichtung eine Serie von 1. Röntgenaufnahme-Verfahren, bei dem mit einer.

Einrichtung (2) chungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden CTI:::: CTm) von dem gleichen Untersu-

بالعراج

H his

Barrie :

£12.3

T. .

-934, . .

争序

12. ...

1.50

....

Trans

25 1

4 5

\$3...

14.

11.77

30 . 17 . "

mensionalen Bild des Untersuchungsobjektes aus dem dreidib) Extraktion einer relevanten Struktur (122)

wird wie die reale Struktur bei der Erzeugung gleichen geometrischen Parametern projiziert hierten Struktur, wobei die Struktur mit den ler Projektionsbilder (P1...Pi...Pn) der extrac) Berechnung synthetischer, zweidimensiona-

niszen erstellten Röntgenaufnahmen (D1.... Di der mit den gleichen geometrischen Verhältschen Projektionsbilder (P1 ... Pi ... Pa) und .  $U_1$  ...  $U_n$ ) durch Überlagerung der syntheti-(b) Erzeugung von Überlagerungsbildern (b) der einzelnen Köntgenaufnahmen,

kennzeichnet, daß als zweite bildgebende Ein-2 Verfahren nach Anspruch I, dadurch ge- $(nU...iU...I_iU)$  19plid: e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungs-

geeigneter Kalibrierkörper erminen werden, und die

nahmen auswirken können. ist, daß sich die Verformungen nicht auf die Röntgenaufschrieben. Es kann entfallen, wenn der C-Bogen so starr verfahren ist im einzelnen in dem Dokument D1 beherangezogen. Auch dieses Kalibrier- und Korrekturdiesen Winkelpositionen erzeugten Röntgenaufnahmen ren Korrekturparameter werden zur Korrektur der in daraus - für jede einzelne Winkelposition - ableitba-

renzbilder erzeugt wurden. Röntgenaufnahmen bzw. die daraus abgeleiteten Diffe- 30 positionen des System 12-13 wiederholt in denen tion 124 der Struktur darstellt. Dies wird für alle Winkeldaß sich ein Projektionsbild Pi ergibt, das eine Projek-Bildwert 0. Dies wird für alle Bildpunkte wiederholt, so ein geeigneter Bildwert zugeordnet; wenn nicht der Struktur befindet. Ist dies der Fall, wird dem Bildpunkt stens ein Volumenelement (voxel) der extrahierten jektionsbild P, führenden Projektionsstrahl 121 mindetelt wird, ob sich auf einem zu einem Bildpunkt im Prosolchen Projektionsbildes kann so erfolgen, daß ermit- 20 tionsbild ist mit Pi bezeichnet. Die Berechnung eines Rontgenbildaufnehmer 13 korrespondierende) Projekmit 122 bezeichnet sind. Das (in seiner Lage mit dem jektionsstrahlen mit 121 und die extrahierte Struktur. jektionszentrum mit 120, die davon ausgehenden Pro- 15 (zu dem Röntgenstrahler 12 korrespondierende) Prodies für ein einziges Projektionsbild dar, wobei das der eine für jedes Disserenzbild Di... D. ... Dn Fig. 3 stellt tionsbilder der extrahierten Struktur erzeugt, und zwar

Struktur bei der Anfertigung der korrespondierenden bzw. des Röntgenbildaufnehmers in bezug auf die reale hierte Struktur 122 von der Lage des Röntgenstrahlers 120 und des Projektionsbildes Pi in bezug auf die extra- 35 zugeordnet, wobei die Lage des Projektionszentrums einer Röntgenaufnahme bzw. einem Differenzbild Di Jedes auf diese Weise erzeugte Projektionsbild Pi ist

Die auf diese Weise erzeugten synthetischen Projek-Röntgenaufnahme bestimmt sind.

de, wenn sie dort abgebildet werden konnte: wie sie die reale Struktur in den – gegebenenfalls korri- so gierten – Differenzbildern D<sub>i</sub> ... D<sub>i</sub> ... D<sub>n</sub> haben würtur im Projektionsbild die gleiche Form und Lage hat, Projektionsbild erzeugt, bei dem die projizierte Strukschritt 105 für jede Röntgenaufnahme ein synthetisches des Kontrastes. - Auf diese Weise wird im Projektionstrisch zutreffend wiederzugeben, aber nicht hinsichtlich 45 schen Derails aus den verschiedenen Bildern geomefarbig. Es kommt ja lediglich darauf an, die anatomibeliebig vorgebbaren Kontrast darstellen, aber auch tionsbilder können die extrahierte Struktur mit einem

Ziehkreuz (Cursor) kann der Biopsiepfad interaktiv festwesentlich erleichtert. Mit einem dreidimensionalen die Beurteilung eines zuvor berechneten Biopsiepfades Einführung eines Biopsienadel in die Struktur - oder es lungsplanung, z. B. die Vorgabe eines Biopsiepfades, zur dimensionaler Bildeindruck entsteht, der eine Behand-Monitor wiedergegeben werden, so daß ein quasi dreikann im darauf folgenden Verfahrensschritt 107 auf dem trisch korrekter Zuordnung wiedergibt. Diese Bildiolge 60 entsteht, die beide anatomische Strukturen in geome-Folge von Überlagerungsbildern Üi... Ün. Un (Fig. 4) Struktur darstellen, einander überlagert, so daß eine bilder Pi...Pi...Pa, die die aus dem CT-Bild extrahierte fäßsystem abbilden, und die synthetischen Projektions- 55 renzbilder Di ... Di ... Da, die im wesentlichen das Ge-Im nächsten Verfahrensschritt 106 werden die Diffe-

Röntgenaufnahmen, d) Erzeugung von Überlagerungsbildern (U<sub>1</sub>....U<sub>n</sub>.) durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder mit den unter den gleichen Projektionsbilder mit den unter den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten

Röntgenaufnahmen e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungs-

bilder.

9. Anordnung nach Anspruch 8, dadurch gekenn-

s: Another, daß sie einen C-Bogen (10) umfaßt an dem zeichnet, daß sie einen C-Bogen (10) umfaßt an dem der Röntgenstrahler (12) und der Röntgenbildaufnehmer (13) befestigt sind, und daß der C-Bogen auf einer Kreisbahn in eine Vielzahl von Aufnahmer-Positionen bewegbar ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

richtung ein Röntgen-Computertomograph (2) verwendet wird, wobei zur Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem Untersuchungsobjekt (3) eine Anzahl von Computer-Tomogrammen (CT1 ... CTm) von parallelen 5

Schichten erstellt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Erzeugung von Stereo-Bildpaaren zwei Bild-Folgen wiedergegeben werden, die
beide aus der Folge der Überlagerungsbilder (U<sub>1</sub> 10
... U<sub>i</sub> ... U<sub>n</sub>) abgeleitet werden, wobei die beiden
Bildfolgen um einige Überlagerungsbilder gegen-

einander versetzt sind.
4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Darztellung des Gefäßverlaufs
bei einem Patienten vor der Anfertigung der Röntgenaufnahmen eine Kontrastmittelinjektion erfolgt

zur Erzeugung einer Serie von Röntgenaufnahmen, die das mit Kontrastmittel gefüllte Gefäßsystem des Patienten darstellen.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß in geringem zeitlichen Abstand von der einen Serie von Röntgenaufnahmen eine weite-

zeichnet, daß in geringem zeitlichen Abstand von der einen Serie von Röntgenaufnahmen angelertigt wird, re Serie von Röntgenaufnahmen angelertigt wird, die den Patienten ohne Kontrastmittel darstellen, zs daß die zueinander korrespondierenden Röntgenaufnahmen der beiden Serien zur Erzeugung von Differenzbildern voneinander subtrahiert werden, und daß zur Erzeugung der Überlagerungsbilder und daß zur Erzeugung der Überlagerungsbilder und daß zur Erzeugung der Überlagerungsbilder

donsbilder einander überlagert werden.

6. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen ersten Korrekturschritt (103) zur Korrektur der von dem Röntgenbildaufnehmers (13) rektur der von dem Röntgenbildaufnehmers (13) zuzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem 3atzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem 3atzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem

Uberlagerungsschrit (106).

7. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen zweiten Korrekturschritt (104) zur Korrektur der durch die Anderung der relativen 40 Position des Röntgenstrählers (12) in Bezug auf den Röntgenbildaufnehmer (13) abhängigen Bildtransformationen mit Hilfe eines zweiten Satzes gespeiformationen mi

van Rasschritt (106).

8. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, mit einer ersten bildgebenden Einrichtung (1) die einen Röntgenstrahler (12) und einen Röntgenstrahler (13) unflaßt, die zur einen Röntgenbildaufnehmer (13) unflaßt, die zur Anfertigung einer Serie von zweidimensionalen so Röntgenaufnahmen (D<sub>1</sub>...D<sub>i</sub>...D<sub>n</sub>.), bei denen das Röntgenaufnahmen (D<sub>1</sub>...D<sub>i</sub>...D<sub>n</sub>.), bei denen das Intersuchingschießt aus unterschiedlichen Per-

Röntgenaufnahmen (D<sub>1</sub>...D<sub>i</sub>...D<sub>n</sub>.), bei denen das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiven auf den Röntgenbildaufnehmer projiziert wird, in Bezug auf ein Untersuchungsobjekt verstellbar sind, mit Mitteln (15) zum Speichern der 55 nöntgenaufnahmen und mit programmierbaren Bildverarbeitungsmitteln (16), die so programmiert sind, daß folgende Bildverarbeitungsoperationen

durchgeführt werden:

b) Extraktion einer relevanten Struktur (122) 60
des Untersuchungsobjektes (3) aus einem dreidimensionalen Bild (CT1 ... CTm), das von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung (2) erstellt zweiten bildgebenden Einrichtung (2) erstellt

 c) Berechnung synthetischer Projektionsbilder (P<sub>1</sub> ... P<sub>i</sub> ... P<sub>n</sub>) der extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den gleichen geometri-

estiscisco — Lecrocate

na na mangkana pada kab<mark>asa kabupat</mark>an menggalanggan pada kabupatan kabupatan penggalanggan penggalanggan pengga Penggalanggan penggalanggan penggalanggan penggalanggan penggalanggan penggalanggan penggalanggan penggalangga

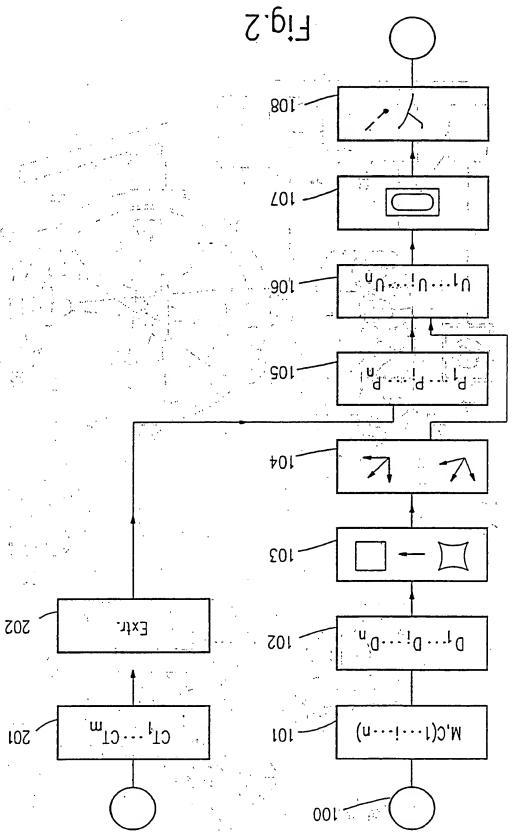
4. Dezember 1997

Nummer: --Int. Cl.<sup>6</sup>:--Offenlegungstag:

12

702 049/36





Nummer: De 136 20 371 A1

Nummer: Bibliogr. 196 20 371 A1

S. Dezember 1997

T. Dezember 1997

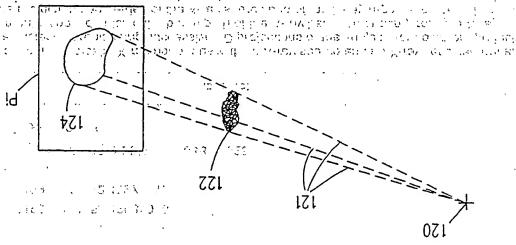
T. Dezember 1997

T. Dezember 1997

. Y.M.

UŞŞ IŞT.

N BOWEL (TEX



E. Did er er erne deneben 1811 en erwenne 1817 fan 1818

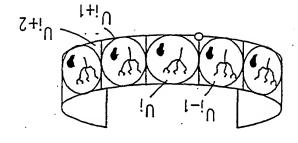


Fig.4